

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 04-017842

(43)Date of publication of application : 22.01.1992

(51)Int.Cl.

A61B 8/08

A61B 8/14

G01P 5/22

(21)Application number : 02-122360

(71)Applicant : NAKAYAMA KIYOSHI  
FUJITSU LTD

(22)Date of filing : 11.05.1990

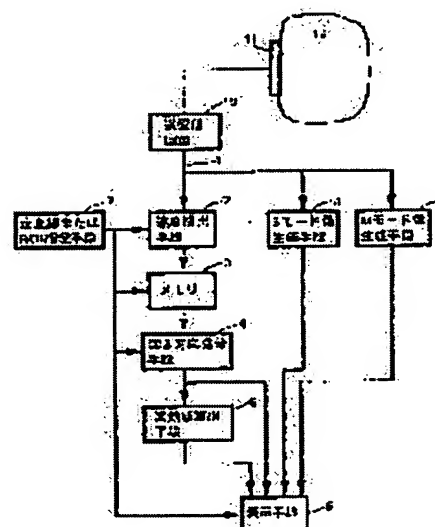
(72)Inventor : NAKAYAMA KIYOSHI

## (54) ULTRASONIC DIAGNOSTIC APPARATUS

## (57)Abstract:

PURPOSE: To obtain information on a position and a degree of hardness of a tissue by detecting a displacement rate of tissues at points using a pulse Doppler method to calculate a degree of change in the displacement rate depending on location.

CONSTITUTION: A received signal 1 serves as an input of a rate detection means 2, a B-mode image generation means 8 and an M-mode image generation means 9. The rate detection means 2 composed of an orthogonal detection circuit or the like detects a depth-wise displacement rate of a tissue at an optional depth. A memory 3 is provided to store a depth-wise displacement rate of the tissue in a specified scan line or the displacement rate of the tissue in a plurality of scan lines within a certain interest area. A depth-wise differentiation means 4 differentiates the displacement rate calculated by the means 2 in depth-wise direction. An effective value detection means 5 calculates an effective value of a shift rate calculated by the means 4. A display means 6 is provided to display a two-dimensional function of time and depth of the shift rate in a scan line specified, a second dimensional distribution image of a spatial shift rate in a certain interest area which is obtained by scanning of the scan line or the effective value of the shift rate calculated by the means 5 in a combination of a B-mode image and an M-mode image.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application]

converted registration]  
[Date of final disposal for application]  
[Patent number]  
[Date of registration]  
[Number of appeal against examiner's decision of rejection]  
[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]  
[Date of extinction of right]

⑬ 日本国特許庁(JP)

⑭ 特許出願公開

## ⑫ 公開特許公報(A) 平4-17842

⑮ Int. Cl.<sup>5</sup>

識別記号

庁内整理番号

⑯ 公開 平成4年(1992)1月22日

A 61 B 8/08  
8/14  
G 01 P 5/229052-4C  
9052-4C  
7187-2F

審査請求 未請求 請求項の数 6 (全9頁)

⑰ 発明の名称 超音波診断装置

⑱ 特 願 平2-122360

⑲ 出 願 平2(1990)5月11日

⑳ 発 明 者 中 山 淑 東京都小金井市本町2丁目12番9号  
 ㉑ 出 願 人 中 山 淑 東京都小金井市本町2丁目12番9号  
 ㉒ 出 願 人 富士通株式会社 神奈川県川崎市中原区上小田中1015番地  
 ㉓ 代 理 人 弁理士 井 桁 貞一

## 明細書

## 1. 発明の名称

超音波診断装置

## 2. 特許請求の範囲

(1) 被検体内の同一方向に複数回超音波パルスを送信し、該同一方向から受信された複数本の受信信号から、各深さに於ける被検体内組織の変位速度を検出する速度検出手段(2)と、

該検出した速度を深さ方向に微分し、ずり速度を算出する深さ方向微分手段(4)と、

前記深さ方向微分手段(4)によって得られたずり速度を時間と深さの二次元関数、又は、空間的な二次元分布像として、表示するための表示手段(6)を有することを特徴とする超音波診断装置。

(2) 前記深さ方向微分手段(4)によって得られたずり速度の空間的な二次元分布像をBモード像と同時に同一画面上に、又は、Bモード像に重ねて表示することを特徴とする特許請求の範囲第1

項記載の超音波診断装置。

(3) 前記深さ方向微分手段(4)によって得られたずり速度を時間と深さの二次元関数として、Bモード像、或いは、Mモード像と同時に表示することを特徴とする特許請求の範囲第一項記載の超音波診断装置。

(4) 走査線またはROI指定手段(7)によって、走査線を指定し、

前記深さ方向微分手段は、前記走査線又はROI指定手段(7)によって指定された超音波走査線上で、ずり速度を算出し、前記算出されたずり速度を時間と深さの二次元関数として表示することを特徴とする特許請求の範囲第一項記載の超音波診断装置。

(5) 走査線またはROI指定手段(7)によって、二次元的な関心領域(ROI)を指定し、該関心領域内の上記手段(4)によって算出されたずり速度を空間的な二次元分布像として表示することを特徴とする特許請求の範囲第一項記載の超音波診断装置。

## 特開平4-17842 (2)

(6) 前記深さ方向微分手段(4)によって得られたずり速度のうち、指定された時間範囲と深さ範囲のずり速度において、実効値を算出する実効値算出手段(5)を有することを特徴とする特許請求の範囲第一項記載の超音波診断装置。

## 3. 発明の詳細な説明

## 〔概要〕

生体組織の弾性特性を算出表示するための手段を備えた超音波診断装置に関し、

パルスドブラ法によって得られた各深さにおける組織の変位速度を深さ方向に微分することによって、組織の伸び縮みの度合いを示す「ずり速度」を算出表示することを目的とし、

被検体内の同一方向に複数回超音波パルスを送信し、該同一方向から受信された複数本を受信信号を使って、各深さに於ける被検体内組織の変位速度を検出する速度検出手段と、該検出した速度を深さ方向に微分する深さ方向微分手段と、前記深さ方向微分手段によって得られたずり速度の実効値を算出する実効値算出手段と、前記深さ方向

微分手段によって得られたずり速度を時間と深さの二次元関数、又は、空間的な二次元分布像として、また、前記実効値算出手段によって得られた結果を数値として表示するための表示手段を有する構成とする。

## 〔産業上の利用分野〕

本発明は、パルスドブラ法によって得られた各深さにおける組織の変位速度を深さ方向に微分することによって、組織の伸び縮みの度合いを示す弾性的組織特性を算出表示する超音波診断装置に関するものである。

## 〔従来の技術と発明が解決しようとする課題〕

従来、組織の弾性的特性を表示する超音波診断装置として、第7図のように生体外部から低周波振動を加え、生体内部を伝播する振動波の振幅と位相分布を計測しようとするもの(第52回日本超音波医学会論文集52-143, P287-288、及び、第53回日本超音波医学会論文集53-83, P271-272)や、第8図のように解析信号の空間相関関数を用いた不均一組織の

微小変位の計測をしようとするもの(第54回日本超音波医学会論文集54-116, P359-360)が提案されている。

第7図は、低周波振動を加えた時に、生体内部を伝播する振動波の振動振幅と位相分布の計測するためのプローブ位置と機械的振動子の位置関係を示したものである。機械的振動子20は、平板21を通して、媒体19に周波数10kHzから1kHz程度を振動を加える。また、プローブ11から送波された超音波パルスは媒体内部で反射し、同プローブ11で受信される。この受信信号を使って、振動波22の振動振幅と位相分布を求めようとするのが、第7図である。23は、プローブと体表との間のコンタクト剤、24は、機械的振動子20の振動を吸収するためのスプリングである。

第8図は、解析信号の二次元相関関数を用いた組織変位を計測する方法である。第8図において、11は、超音波を送受信するための超音波プローブで、送受信回路10につながっている。10

は、ビームフォーマ等を含む送受信回路で、プローブ11の構成要素である振動子群を駆動するための信号を生成したり、各振動子で受信された信号から特定方向にフォーカスした受信信号1を生成する。受信信号1は、次段の解析信号生成手段12に送られる。12では、受信信号を $x_r(t)$ とすると、 $x_r(t)$ と直交する信号 $x_i(t)$ を生成し、複素信号 $z(t) = x_r(t) + j x_i(t)$ をメモリ13に格納する。13は、全ての走査線に対応する受信複素信号 $z(t)$ を複数フレーム分以上格納する。

ここで、あるフレームに於ける、走査線 $m$ 、深さ $n$ に於ける二次元複素信号データを

$$A(m, n) = A_r(m, n) + j A_i(m, n) \quad \text{式(1)}$$

と表現する。また、別のフレームに於ける、走査線 $m$ 、深さ $n$ に於ける二次元複素信号データを

$$B(m, n) = B_r(m, n) + j B_i(m, n) \quad \text{式(2)}$$

と表現すると、 $(m, n)$ の周りでの二次元相互

## 特開平4-17842 (3)

相関関数  $C(\tau, \rho | m, n)$  は次式で定義できる。

$$C(\tau, \rho | m, n) =$$

$$\frac{\langle A(m, n) B^*(m + \tau, n + \rho) \rangle}{\sqrt{\langle |A(m, n)|^2 \rangle \langle |B(m + \tau, n + \rho)|^2 \rangle}}$$

式(3)

ここで、上式中  $\langle \rangle$  は、二次元空間的な平均操作を示す。上式の最大値を計算し、複素空間で、 $(1, 0)$  からの距離を計算すると変位ベクトルを計算できる。

14 は、(3) 式の二次元相互相関関数を計算するためのもので、15 は、任意の位置で算出した二次元相互相関関数を格納するためのメモリである。微小変位検出手段16は、変位ベクトルを計算し、結果を表示手段17に送る。各位置で計算された変位ベクトルは、第8図(b)に示すごとく、ベクトルの傾きを移動方向、ベクトルの長さを移動量として表示する。

組織の変位速度を検出し、場所による変位速度の変化の度合いを算出することによって、弾性的特性を表示することを目的としている。

〔課題を解決するための手段〕

上記課題を解決するための具体的手段を第2図と第3図を使って説明する。

従来、パルスドブラ法を使って血流の速度を検出する方法が知られている。本発明においては、組織の変位速度を検出するのにこの手法を用いる。第3図中2は、この検出方法を説明するブロックである。

第3図において、2-1~2-6は直交検波器を構成する。従って、ローパスフィルタ(LPF)2-5の出力は、受信信号1の直交検波出力の実部成分である。また、ローパスフィルタ(LPF)2-6の出力は、受信信号1の直交検波出力の虚部成分である。

同一走査線方向に、周期Tの間隔でN回超音波パルスを送波した時の受信信号の直交検波出力の

しかし、第7図の方法においては、外部から振動を与えるための機械系が必要になり、実用的でないこと、また、第8図の方法では、二次元相互相関関数を計算するのに十分に広い領域を必要とするため高い空間分解能を得ることが難しく、計算処理に時間がかかるという問題があった。

ところで、生体内組織では、拍動等の動きによって組織が変位している。この組織の変位速度は、場所によって硬さが異なるために、一様ではなく、ばらついている。変位の速度の場所によるばらつきは、組織の伸び縮みを意味する。例えば、ある深さに注目し、この深さよりプローブ寄りのところで、プローブに向かう変位速度が、その深さより離れた位置での変位速度より速ければ、その深さでは、組織が伸びていることを意味する。もし、正常組織よりも硬い異常組織が、正常組織の中に存在した場合、硬い異常組織内部での変位速度の場所によるばらつきは、正常組織のそれに比べて小さいと考えられる。

本発明は、パルスドブラ法を用いて各場所の組

実部成分を第2図(a)中、 $R_1, R_2, \dots, R_N$  で示す。同様に、虚部成分を第2図(a)中、 $I_1, I_2, \dots, I_N$  で示す。これらの信号系列は、それぞれメモリ2-9、2-10に一旦格納される。ここで、パルスドブラ法を使うと、ある深さzに於ける深さ方向の変位速度は、以下のように算出することができる。

第2図(a)中の点線矢印で示すように、深さzにおいて時間方向に読みだした複素信号系列  $V_n(z)$  を

$$V_n(z) = (R_1(z), \dots, R_{N-1}(z)) - j(I_1(z), \dots, I_{N-1}(z)) \quad \text{式(4)}$$

と表現する。また、周期Tだけずらして、深さzにおいて時間方向に読みだした複素信号系列  $V_{n-1}(z)$  を

$$V_{n-1}(z) = (R_2(z), \dots, R_N(z)) - j(I_2(z), \dots, I_N(z)) \quad \text{式(5)}$$

と表現する。

第3図中、複素自己相関器2-11は、上記2つの複素信号系列の相関係数を算出するものであ



## 特開平4-17842 (5)

明する。

第1図に、本発明の構成を示す。11は、媒体19に対して、超音波を送受信するための超音波プローブで、送受信回路10につながっている。10は、ビームフォーマ等を含む送受信回路で、プローブ11の構成要素である振動子群を駆動するための信号を生成したり、各振動子で受信された信号から特定方向にフォーカスした受信信号1を生成する。受信信号1は、速度検出手段2、Bモード像生成手段8、Mモード像生成手段9の入力になる。10、11、2、8及び9は、従来の超音波診断装置に備わっているものである。速度検出手段2は、(9)式を算出するためのもので、直交検波回路等から構成され、任意の深さに於ける深さ方向の組織の変位速度を検出する。メモリ3は、指定した走査線における深さ方向の組織の変位速度、或いは、ある関心領域内の複数走査線における組織の変位速度を格納するためのものである。深さ方向微分手段4は、(10)式を算出するためのもので、手段2によって算出した変

位速度を深さ方向に微分する。実効値算出手段5は、(11)式を算出するためのもので、手段4によって算出したずり速度の実効値を算出する。表示手段6は、指定した走査線におけるずり速度の時間と深さの二次元的関数、走査線をスキャンすることによって得られるある関心領域における空間的なずり速度の二次元分布像、または、手段5によって算出したずり速度の実効値を従来の超音波診断装置のBモード像、Mモード像と組み合わせて表示するためのものである。走査線またはROI指定手段7は、ずり速度を計算するための走査線、関心領域を指定するためのROI、ずり速度の実効値を算出するための深さの範囲や時間区間を指定するための手段である。第2図は、第1図の本発明を概念的に説明するものである。

受信信号1は、速度検出手段2内において先ず直交検波される。ここで、第2図を使って、手段2の動作を説明する。

第2図(a)は、同一方向にN回送受信した時の直

交検波された複素信号系列を示している。ここで、複素信号系列の内、ある深さ $z$ に於ける複素信号系列 $V_n(z)$ ((4)式)を得る。次に、送波周期 $T$ ずれた、同じ深さ $z$ に於ける信号複素信号系列 $V_{n+1}(z)$ ((5)式)を得る。次に、(6)式に従って、複素自己相関係数を計算し、(9)式から、深さ $z$ における組織の変位速度 $v_n(z)$ を算出する。全深さについて、 $v_n(z)$ を計算したのが、図2図(b)である。

次に、深さ方向微分手段4においては、一旦メモリ3に蓄えられた組織の変位速度 $v_n(z)$ を(10)式に従って深さ方向に微分する。第2図(c)は、この時のずり速度を概念的に示したものである。

第3図は、速度検出手段2及び深さ方向微分手段4をより詳細に説明したものである。第3図において、速度検出手段2は、直交検波器2-1～2-6、直交検波信号の実数成分をAD変換するためのADC2-7、直交検波信号の虚数成分をAD変換するためのADC2-8、実数成分を

格納するメモリ2-9、虚数成分を格納するメモリ2-10、複素自己相関器2-11、速度計算部2-12から構成される。2-1は、受信信号1に参照信号( $\cos \omega \cdot t$ )2-3を乗算するためのミキサ、2-5は、前記ミキサ2-1の出力の上側波帯成分をカットするためのローパスフィルタである。同様に、2-2は、受信信号1に参照信号( $-\sin \omega \cdot t$ )2-4を乗算するためのミキサ、2-6は、前記ミキサ2-2の出力の上側波帯成分をカットするためのローパスフィルタである。2-5及び2-6の出力は、直交検波信号の実数部と虚数部に対応する。直交検波信号の実数部と虚数部は、一旦、メモリ2-9、2-10に格納される。2-11は、同一深さの複素信号系列に対して、複素自己相関係数を(7)式に従って計算するものである。また、2-11において算出された複素自己相関係数から組織の変位速度 $v_n(z)$ が(9)式に従って算出される。

ここで、血流速度を検出する場合、複素自己相

## 特開平4-17842 (6)

関器 2-11 の前段に M T I フィルタを入れるのが通常であるが、本発明では必要としない。

算出した組織の変位速度は一旦メモリ 3 に格納される。一旦格納した変位速度は、深さ方向の時系列として読みだされ、F I R フィルタ 4-1 によって、深さ方向の微分処理が行われる。F I R フィルタの係数列の 1 例として第 3 図(b)のようになると、(10)式に相当する演算をすることが出来る。この係数を第 3 図(c)の F I R フィルタの係数列 4-1-2-0 ~ 4-1-2-m とする。第 3 図(c)において、データシフトレジスタ 4-1-1 は、入力の変位速度の信号系列  $v_n(i)$  ( $i = 0, 1, 2, \dots$ ) を図示しないシステムクロックに従って 1 段ずつシフトするもので、シフトされた信号系列  $\{v_n(i), v_n(i-1), v_n(i-2), \dots\}$  にそれぞれ係数  $\{a_m, a_{m-1}, \dots\}$  を乗算した結果を加算器 4-1-3 にて加算する。加算結果は、変位速度  $v_n(i)$  を深さ方向に微分した結果に相当し、ずり速度  $S_n(j)$  となる。深さ方向のデータ位置を示す

$j$  は例えば  $j = i - m / 2$  である。

第 4 図は、ある走査線について算出したずり速度の時間と深さの二次元関数の表示例を示したものである。

第 4 図(a)は、従来の超音波診断装置で得られる B モード像である。ここで、ずり速度を算出するために、走査線または R O I 指定手段 7 によって指定した走査線方向を示す線を表示手段 6 によって B モード像上に重ねて表示する。この走査線に於けるずり速度のデータセット  $(S_n(z), S_{n+1}(z), \dots)$  を深さ  $z$  方向、時間  $n$  方向の関数として表示した例が、第 4 図(b)、及び(c)である。(b)は、ずり速度の値を振幅として、また、(c)はずり速度をグレースケール或いはカラー画像として表示したもので、同図(d)は、(c)のずり速度値に対応するグレースケール、または、カラーを表示したものである。また、第 4 図(e)のように、対応する M モード像を同時に表示してもよい。

ここで、第 4 図(b)内に示すように、走査線または R O I 指定手段 7 によって、深さの範囲  $[z_1,$

$z_2]$ 、時間の範囲  $[t_1, t_2]$  を指定する、(11)式に従って、ずり速度の実効値を手段 5 によって算出することができる。

第 5 図は、肝臓のずり速度を第 4 図(b)の如く、時間と深さの二次元関数として表示した例である。第 5 図(a)は、正常肝臓例、第 5 図(b)は、深さ A の位置に転移癌(転移した腫瘍)がある場合である。正常な肝臓の例(a)では、各深さにおいて、ずり速度が時間的に変化していく様子が観測できる。また、転移癌(b)の場合は、腫瘍内部の深さ A におけるずり速度の時間的変化が非常に小さくなる。これは、腫瘍内部が硬く、伸び縮みが小さいことを示しているものと考えられる。更に、腫瘍と正常組織との境界に当たる深さ B では、速度変化が非常に大きいことを示している。このように、本発明によって、ずり速度を表示すると、正常組織と腫瘍組織の違いを明瞭に判断することができる。

第 6 図は、従来の超音波診断装置で得られる B モード像上に、ずり速度の空間的二次元分布像を

重ねて表示したものである。ずり速度を算出する範囲は、図中、点線の R O I で示した。第 6 図の例では、B モード像に重ねて表示したが、B モード像と、ずり速度の空間的二次元像を分けて表示しても良いことは言うまでもない。

## 〔発明の効果〕

以上説明したように、本発明によれば、組織の弾性的特性であるずり速度を、ある走査線における時間と深さの二次元的関数、ある関心領域における空間的な二次元分布像、或いは、実効値として、従来の超音波診断装置の B モード像、M モード像と組み合わせて表示されるようになる。これによって、組織の位置と硬さの度合いの情報を提供できるようになる。

## 図面の簡単な説明

## 4. 図面の詳細な説明

第 1 図は、本発明の 1 実施例、第 2 図は、本発明の 1 実施例を概念的に説明する図、第 3 図は、第 1 図の構成をより詳細に説明する図、第 4 図は

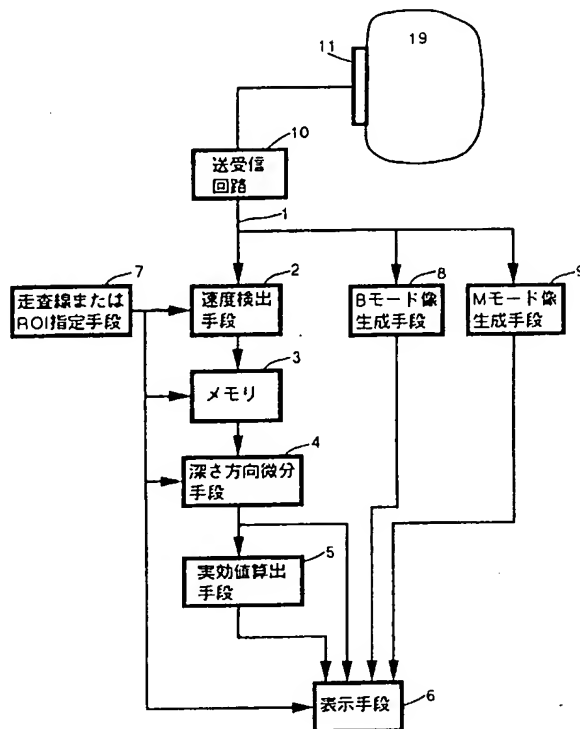


特開平4-17842 (7)

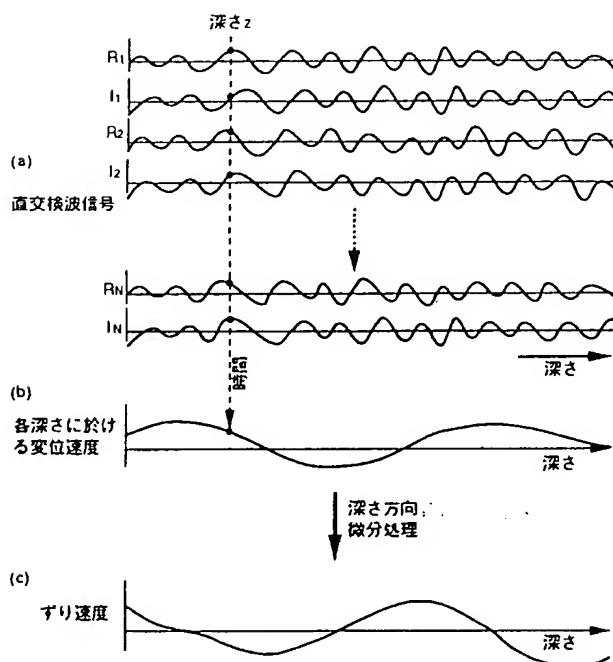
、表示例、第5図は、正常肝臓と転移肝癌に本手法を適用した場合の例、第6図は、表示の別の例、第7図及び第8図は従来の実施例である。

- 1・・・受信信号
- 2・・・速度検出手段
- 3・・・メモリ
- 4・・・深さ方向微分手段
- 5・・・実効値算出手段
- 6・・・表示手段
- 7・・・ROI指定手段
- 8・・・Bモード像生成手段
- 9・・・Mモード像生成手段
- 11・・・超音波プローブ
- 10・・・送受信回路

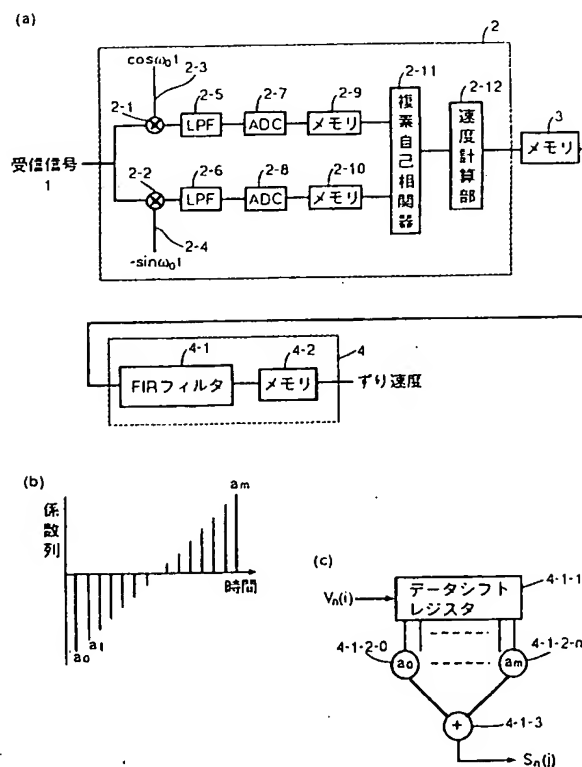
代理人 弁理士 井桁 貞



第1図

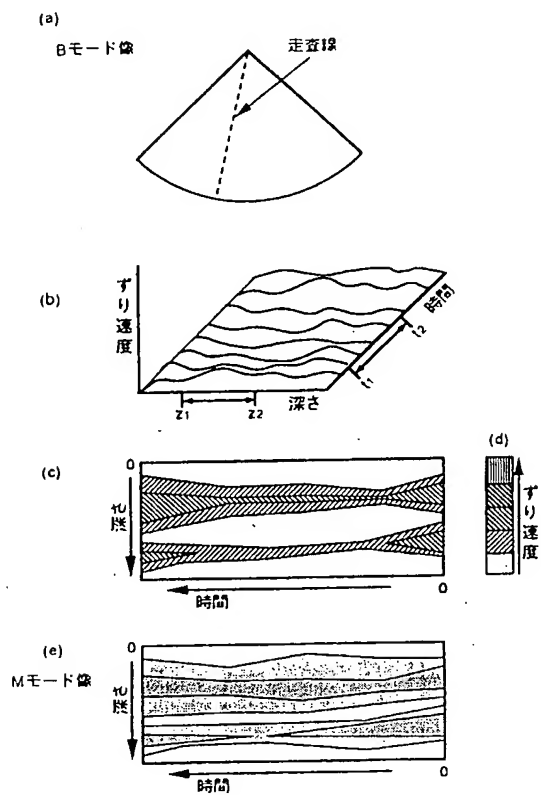


第2図

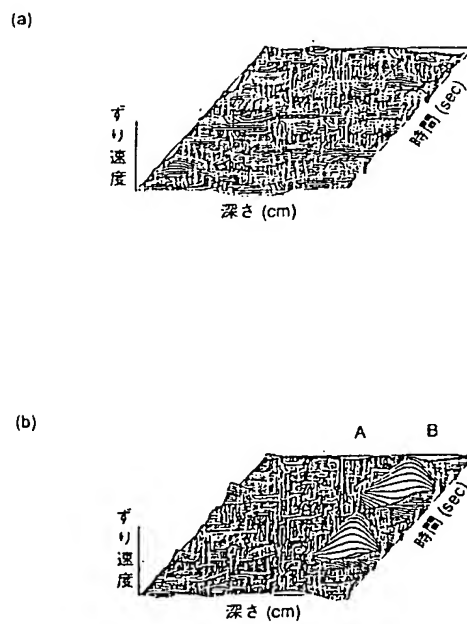


第3図

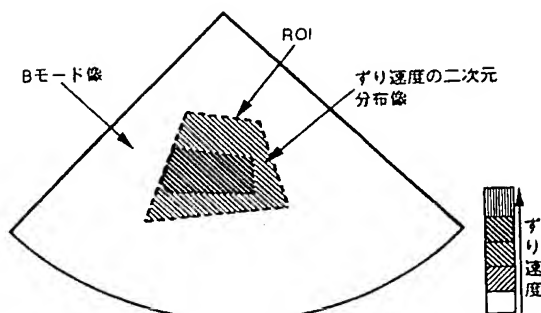
特開平4-17842 (B)



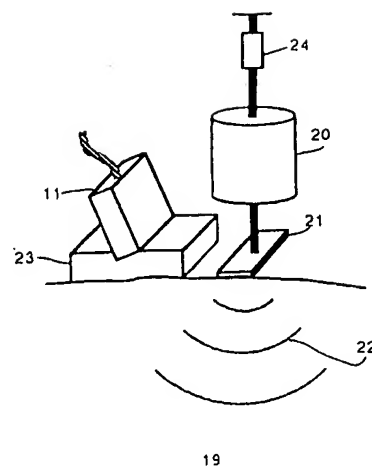
第4図



第5図



第6図



第7図

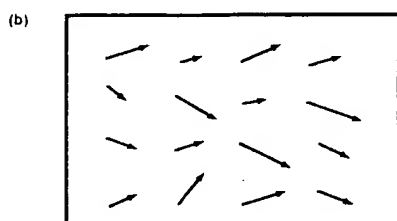
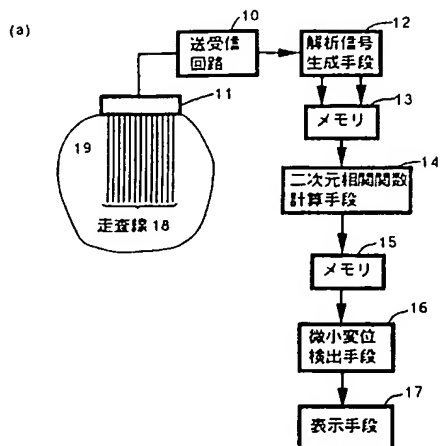
特開平4-17842 (9)

手続補正書 (方式)

平成 2 年 9 月 27 日

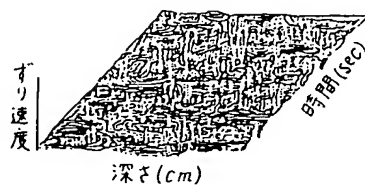
特許庁長官 殿

1. 事件の表示  
平成 02 年 特許願 第 122360 号
2. 発明の名称  
超音波診断装置
3. 補正をする者  
事件との関係 特許出願人  
住所 東京都小金井市本町2丁目12番9号  
氏名 中山 淑 (外1名)
4. 代理人  
住所 神奈川県川崎市中原区上小田中1015番地  
富士通株式会社  
氏名 (7259) 弁理士 井 桁 貞  
電話 (044) 754-303
5. 補正指令の日付  
平成 2 年 8 月 28 日
6. 補正の対象  
(1) 願書の前記以外の出願人の欄  
(2) 代理権を証明する書面  
(3) 図面 (第5図)
7. 補正の内容  
(1) 別紙のとおり  
(2) 別紙のとおり  
(3) 図面 (第5図)

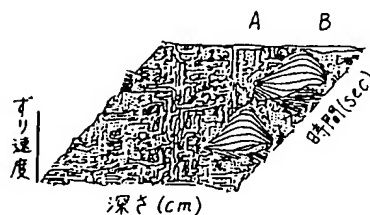


第8図

(a)



(b)



第 5 図

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☒ FADED TEXT OR DRAWING
- ☐ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**